

Research Report

## Kekuatan transversa resin akrilik *heat-cured* yang ditambah *ultra high molecular weight polyethylene fiber*

(Transverse strength of heat-cured acrylic resin enhanced with ultra high molecular weight polyethylene fiber)

William Adi Santoso, Soekobagiono, Sherman Salim

Bagian Prostodonsia

Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga

Surabaya – Indonesia

### ABSTRACT

**Background:** Acrylic resin is the most common material for fabricating removable dentures. It possesses fine properties in many aspects, but it also has weaknesses regarding the ideal criteria for a perfect removable denture especially the transverse strength. Ultra high molecular weight polyethylene fiber (UHMWPE) has some properties that are suggested for enhancing the transverse strength of acrylic resin. **Purpose:** The aim for this study was to assemble the data in relation to the transverse strength of acrylic resin enhanced with UHMWPE. **Method:** This study was a laboratory experiment involving 32 pieces of samples and the samples were divided into four different groups equally. UHMWPE then was added in several concentrations, i.e. 0 wt% (control), 3 wt%, 6 wt% and 9 wt%. The dimension for all samples were 60mm x 10mm x 3.3mm according to ISO 1567:1999 standard. **Results:** There were significant difference between the control group and treatment groups ( $p < 0.05$ ). The highest result was the 6-wt% group ( $\bar{x} = 120.3150$ ) and the lowest result was the 9-wt% group ( $\bar{x} = 99.8975$ ). There was no significant difference between control group and the 3-wt% group. **Conclusion:** The increasing concentration of fiber does not always mean enhancing the transverse strength of acrylic resin, thus a peak concentration is apparent.

**Keywords:** transverse strength, heat-cured acrylic resin, UHMWPE, fiber reinforcement.

Korespondensi (correspondence): Soekobagiono, Bagian Prostodonsia, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Airlangga. Jln. Mayjen. Prof. Dr. Moestopo No. 47 Surabaya 60132, Indonesia.

### PENDAHULUAN

Pembuatan basis gigi tiruan lepasan pada umumnya menggunakan bahan resin polimetil metakrilat (PMMA) atau resin akrilik. Resin akrilik memiliki banyak kelebihan yaitu manipulasi dan pemolesan mudah, harganya relatif murah, stabil di dalam rongga mulut dan estetik serta dapat digunakan dengan peralatan yang sederhana<sup>1</sup>, namun bahan ini belum memenuhi persyaratan mekanis yang ideal sebagai basis gigi tiruan lepasan<sup>2</sup>. Hal ini disebabkan karena basis gigi tiruan lepasan yang terbuat dari resin akrilik seringkali mengalami fraktur akibat dari lemahnya ketahanan bahan terhadap kekuatan impak dan transversa<sup>3-5</sup>.

Basis gigi tiruan lepasan yang menggunakan resin akrilik memerlukan tambahan ketebalan pada bagian yang menerima tekanan besar untuk memperoleh kekuatan bahan yang cukup<sup>6</sup>, dalam hal ini banyak dilakukan pada bagian anterior gigi tiruan lepasan<sup>7</sup>. Namun penambahan ketebalan ini memberikan efek tidak nyaman pada penderita karena mengurangi ruang untuk lidah bergerak dan berpengaruh dalam komunikasi lisan, misalnya berbicara menjadi tidak jelas pelafalannya, serta mempengaruhi proses mastikasi dan penelanan makanan<sup>8</sup>.

Kepatahan karena tekanan transversa muncul setelah pembengkokan pada bahan dengan tekanan transversa yang kecil namun berulang terus menerus dalam jangka waktu lama<sup>9</sup>. Keretakan mikro terjadi saat

pembengkokan dan tidak terlihat secara kasat mata bila beban hanya diberikan sekali, namun dengan penambahan beban secara berlanjut, keretakan ini menjadi semakin besar dan dalam sehingga terjadi kerusakan yang melemahkan bahan. Pada saat pemberian beban terakhir yang melebihi kapasitas mekanik yang tersisa pada bahan, maka struktur tersebut akan hancur<sup>3</sup>.

Dalam kaitannya dengan resin akrilik, basis gigi tiruan lepasan dapat mengalami paparan tekanan transversa secara terus menerus selama proses pengunyahan akibat dari adaptasi basis gigi tiruan lepasan yang buruk terhadap permukaan mukosa yang mendasarinya, oklusi yang tidak seimbang, morfologi palatum, kekuatan mastikasi yang berlebihan atau deformasi gigi tiruan lepasan saat penggunaan dalam rongga mulut<sup>4</sup>.

Data statistik menunjukkan bahwa sering terjadi kepatahan pada garis tengah gigi tiruan lepasan, yaitu sebesar 35% dari total 320 sampel, 71% terjadi pada gigi tiruan lengkap rahang atas dan 29% terjadi pada gigi tiruan lengkap rahang bawah. Data menunjukkan bahwa patah pada garis tengah gigi tiruan lengkap rahang atas lebih sering terjadi dibandingkan dengan gigi tiruan lengkap rahang bawah<sup>10</sup>. Sebaliknya, patah pada gigi tiruan sebagian rahang atas adalah sebesar 13,4% dan pada gigi tiruan sebagian rahang bawah sebesar 46,4%<sup>3</sup>.

Selain akibat dari kegagalan kekuatan transversa, faktor lain yang turut berperan dalam patah pada basis gigi tiruan lepasan adalah kesalahan desain, kesalahan fabrikasi atau pemilihan bahan yang kurang baik. Faktor-faktor diatas merupakan faktor predisposisi yang dapat memperparah deformasi pada basis gigi tiruan lepasan akibat dari perubahan distribusi beban dalam basis gigi tiruan tersebut<sup>10</sup>.

Saat ini jenis bahan yang lazim digunakan dalam usaha memperkuat resin akrilik adalah menggunakan logam dengan berbagai bentuk dan menggunakan *fiber reinforcement*. Penambahan logam *stainless steel* atau logam campuran kobalt kromium<sup>8</sup> dalam bentuk *metal wire*, *plate* atau *filler* dapat meningkatkan kekuatan transversal resin akrilik<sup>6,10</sup>. Banyak laporan hasil yang kurang memuaskan mengenai penambahan *metal wire* atau potongan logam sebagai bahan penguat basis gigi tiruan lepasan dari resin akrilik. Hal ini mungkin terjadi karena akrilik mengalami penyusutan terhadap bahan penguat sehingga menghasilkan *networks of void* yang dapat melemahkan struktur dengan menciptakan titik konsentrasi stress yang baru<sup>3</sup>. Adanya perlekatan yang buruk antara resin akrilik dan perkuatan logam juga memicu fraktur pada basis gigi tiruan lepasan. Selain itu, penambahan perkuatan metal

juga dapat menyebabkan basis gigi tiruan lepasan tidak estetik<sup>5</sup>.

Penggunaan *fiber reinforcement* sebagai usaha penambahan kekuatan terhadap basis gigi tiruan lepasan telah terbukti meningkatkan sifat-sifat mekanis dari resin akrilik. Efektifitas *fiber* ini bergantung pada material *fiber* yang digunakan; persentase, modulus dan distribusi *fiber* dalam matriks; panjang, orientasi dan bentuk dari *fiber*<sup>6</sup>. Beberapa jenis *fiber* yang telah digunakan adalah *glass fiber*, *ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) fiber*, *carbon fiber* dan *aramid (Kevlar) fiber*<sup>11</sup>. Pada penelitian sebelumnya, diungkapkan bahwa *glass fiber* mampu berikatan secara kimia dengan *silane coupling agent* dan dapat menjadi penguat yang efektif<sup>2</sup>. UHMWPE memiliki sifat biokompatibilitas yang tinggi, terbukti dari banyaknya penggunaan dalam pembuatan protesis sendi yang terbuat dari UHMWPE pada bidang orthopedi<sup>12</sup>. UHMWPE memiliki warna yang semi transparan sehingga tidak terlalu berpengaruh terhadap warna akhir dari basis gigi tiruan, modulus elastisitas yang tinggi serta dapat berikatan secara kimia dengan resin akrilik. Sedangkan *carbon fiber* dan *aramid fiber* jarang digunakan karena estetikanya kurang bagus<sup>11</sup>.

Pada penelitian ini digunakan uji kekuatan transversa karena masih kurangnya penelitian uji kekuatan transversa menggunakan UHMWPE. Berdasarkan hal tersebut di atas, maka perlu diteliti kekuatan transversa resin akrilik *heat-cured* dengan metode penambahan UHMWPE.

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui pengaruh konsentrasi penambahan UHMWPE terhadap kekuatan transversa resin akrilik *heat-cured* dan untuk memperoleh data-data besarnya kekuatan transversa dari resin akrilik *heat-cured* yang diperkuat dengan UHMWPE.

Manfaat dari penelitian ini adalah untuk mengetahui jumlah konsentrasi efektif penambahan UHMWPE yang dapat digunakan dalam resin akrilik sehingga dapat diaplikasikan pada teknik pembuatan gigi tiruan lepasan.

## BAHAN DAN METODE

Bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah resin akrilik *heat-cured* (Vertex Basiq20, Belanda), *ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) fiber strand* (Biodental Tech, Australia), gipsu keras (Moldano Heraeus Kulzer, Jerman), vaseline, *cold mould seal* (Vertex Divosep, Belanda) dan akuades. Alat yang digunakan adalah master model kuningan

dengan dimensi 60mm x 10mm x 3,3mm, kuvet tembaga, press hidrolik (Wassermann Dental-Maschinen, Jerman), alat uji kekuatan transversa (Autograph Shimadzu AG-10 TE, Jepang), neraca elektrik dengan ketelitian 0,01 gram (Pocket Scale MH-Series, China).

Penelitian ini merupakan penelitian eksperimental laboratoris dengan 32 sampel yang didistribusikan merata dalam 4 kelompok berbeda (masing-masing 8 sampel) yaitu kelompok kontrol (KO): tidak diberikan penambahan UHMWPE, kelompok perlakuan I (KP1): diberikan penambahan UHMWPE 3%, kelompok perlakuan II (KP2): diberikan penambahan UHMWPE 6% dan kelompok perlakuan III (KP3): diberikan penambahan UHMWPE 9%.

Cara kerja penelitian ini adalah sebagai berikut: Pertama-tama menentukan konsentrasi UHMWPE dalam bubuk polimer resin akrilik. Perbandingan bubuk dan cairan resin akrilik yaitu 24 gr : 12 ml. Perbandingan ini lebih tinggi daripada rasio normal<sup>13</sup>, yaitu 24 gr : 10 ml dengan tujuan untuk mencukupi kebutuhan cairan resin akrilik dalam proses ikatan kimiawi UHMWPE dan matriks resin akrilik. Perhitungan berat UHMWPE berdasarkan persen beratnya dikalikan dengan jumlah berat bubuk resin akrilik kelompok kontrol. Perhitungan berat bubuk resin akrilik pada KP1, KP2 dan KP3 adalah berat bubuk resin akrilik KO dikurangi dengan berat UHMWPE pada masing-masing kelompok perlakuan. KO: rasio bubuk dan cairan resin akrilik adalah 24 gr : 12 ml. KP1: UHMWPE jenis *strand* dipotong sepanjang masing-masing 3 mm<sup>13</sup>, kemudian ditimbang sebesar 0,72 gr dan dicampur dengan 23,28 gr bubuk resin akrilik menggunakan pengaduk manual hingga tercampur homogen. KP2: UHMWPE sebesar 1,44 gr dan dicampur dengan 22,56 gr bubuk resin akrilik. KP3: UHMWPE sebesar 2,16 gr dan dicampur dengan 21,84 gr bubuk resin akrilik.

Selanjutnya dilakukan pembuatan mould sampel resin akrilik dengan cara gipsium keras tipe III (w/p ratio = 30 ml/100 gr) dicampur dan diaduk di atas vibrator<sup>1</sup>. Kemudian adonan gipsium keras dimasukkan ke dalam kuvet bagian bawah yang diletakkan di atas vibrator. Master model yang telah diulasi dengan *vaseline* diletakkan tepat di tengah kuvet sebanyak satu buah dan didiamkan sampai gipsium *setting* kurang lebih 10 menit. Setelah gipsium *setting*, permukaan gipsium diulasi dengan bahan separasi (*vaseline*), kemudian kuvet bagian atas dipasang dan diisi dengan gipsium keras di atas vibrator hingga penuh. Kuvet kemudian ditekan dengan press manual hingga gipsium tidak mengalir keluar dari tepi kuvet, lalu didiamkan hingga gipsium

*setting* setelah 2 jam. Setelah gipsium *setting*, kuvet dibuka dan model logam kuningan diambil. Kuvet kemudian disiram dengan air panas yang mengalir untuk menghilangkan sisa *vaseline* yang masih menempel pada gipsium dan ditunggu hingga dingin dan kering setelah 2 jam.

Pembuatan sampel adalah sebagai berikut: Kuvet yang telah berisi cetakan diolesi permukaan cetakannya dengan bahan separasi *cold mould seal* secara merata dan ditunggu hingga kering. Bubuk dan cairan resin akrilik yang telah ditakar, diaduk merata dalam pot porselen; ditunggu hingga fase *dough* kemudian adonan dimasukkan ke dalam cetakan. Bagian atas dari adonan ditutup dengan plastik *cellophane* kemudian kuvet antagonis dipasang dan ditekan menggunakan press hidrolik secara perlahan hingga tekanan mencapai 2000 psi (13,8 MPa) supaya kelebihan akrilik dapat mengalir keluar.

Press kemudian dilepaskan tekanannya dan dibuka. Kuvet antagonis dibuka dan kelebihan akrilik dipotong, dan selanjutnya ditutup kembali dan ditekan secara perlahan menggunakan press hidrolik. Kemudian press dilepaskan tekanannya dan dibuka. Kuvet antagonis dibuka kembali dan kelebihan akrilik dipotong lalu ditutup kembali untuk penekanan terakhir<sup>1</sup>. Pada kelompok perlakuan I, II dan III, setelah potongan UHMWPE dan bubuk resin akrilik tercampur homogen, cairan resin akrilik dicampurkan dan kemudian diaduk hingga rata dalam pot porselen. Kemudian ditunggu hingga fase *dough* dan dilakukan *packing* akrilik sesuai dengan tahap-tahap yang telah dijelaskan di atas. Selanjutnya pada seluruh kelompok dilakukan proses *curing* sesuai aturan pabrik, yaitu pada suhu 100 °C selama 20 menit dan kemudian dibiarkan dingin secara perlahan. Setelah dingin, kuvet dibuka dan sampel dikeluarkan dari dalam kuvet dan dihaluskan dengan *stone* atau kertas gosok di bawah air yang mengalir hingga halus dan datar permukaannya sesuai dengan kriteria sampel.

Pengujian kekuatan transversa menggunakan alat Autograph Shimadzu AG-10 TE buatan Jepang dengan kecepatan gerak beban 0,17 mm/detik dan jarak antara dua penyangga adalah 40 mm. Sebelum dilakukan uji kekuatan transversa, sampel diberi tanda pada bagian tengah panjangnya untuk memudahkan meletakkan sampel pada alat uji tepat pada garis tengah, kemudian direndam dalam air suling dengan suhu ruang selama 48 jam sebelum pengujian sesuai dengan spesifikasi ADA No. 12 tahun 1974. Setelah direndam, sampel diletakkan tepat ditengah alat penguji agar kekuatan alat terpusat pada garis tengah sampel. Alat uji akan bergerak menekan sampel perlahan hingga sampel

bengkok dan akhirnya patah. Alat akan berhenti secara otomatis dan akan menunjukkan angka tertentu yang merupakan data besarnya beban dalam satuan Newton. Kekuatan transversa kemudian dihitung menggunakan rumus<sup>1</sup>:

$$\sigma = \frac{3Pl}{2bd^2}$$

Keterangan:  $\sigma$  = kekuatan transversa (MPa atau Nmm<sup>-2</sup>); P = beban maksimum pada saat fraktur (N); l = jarak antara dua penyangga (mm); b = lebar sampel (mm); d = ketebalan sampel (mm).

Pengukuran kekuatan transversa dilakukan di Laboratorium Dasar Bersama Universitas Airlangga. Untuk mengetahui perbedaan kekuatan transversa resin akrilik *heat-cured* yang ditambah dengan UHMWPE dilakukan uji ANOVA dan dilanjutkan dengan uji LSD.

## HASIL

Setelah dilakukan penelitian di laboratorium, maka kemudian data ditabulasi menggunakan program SPSS versi 17.0. Uji pertama yang dilakukan adalah uji normalitas *One-Sample Kolmogorov-Smirnov* (Tabel 1).

**Tabel 1.** Hasil uji normalitas *One-Sample Kolmogorov-Smirnov*.

	KO	KP1	KP2	KP3
<b>Kolmogorov-Smirnov Z</b>	0,643	0,541	0,466	0,677
<b>Asymp. Sig.</b>	0,802	0,932	0,982	0,750

### Keterangan:

KO = kelompok kontrol (tanpa UHMPWE)  
 KP1 = kelompok perlakuan I (UHMWPE 3%)  
 KP2 = kelompok perlakuan II (UHMWPE 6%)  
 KP3 = kelompok perlakuan III (UHMWPE 9%)

Pada uji *One-Sample Kolmogorov-Smirnov* dapat dilihat bahwa distribusi data normal. Hal ini ditunjukkan dengan nilai *Asymptote Significance* (Asymp. Sig.) lebih besar dari 0,05. Uji homogenitas kemudian dilakukan dengan menggunakan uji *Levene* dan dinyatakan homogen, karena signifikansi lebih besar dari 0,05 sehingga uji lanjutan yang dipilih adalah uji parametrik *Oneway ANOVA*.

Pada uji *Oneway ANOVA* dilakukan uji deskriptif terlebih dahulu untuk melihat rerata dan standar deviasi dari masing-masing kelompok (Tabel 2) dan kemudian dilakukan uji F untuk memastikan adanya perbedaan antar kelompok perlakuan.

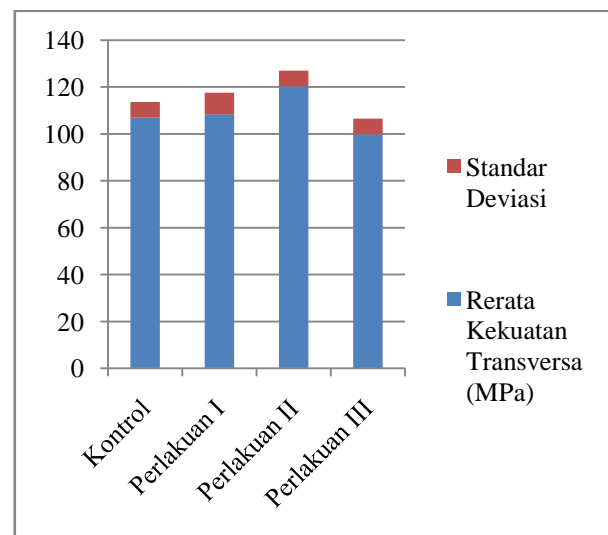
**Tabel 2.** Hasil uji deskriptif terhadap kekuatan transversa resin akrilik masing-masing kelompok.

Kelompok	Jumlah Sampel	Rerata (MPa)	Standar Deviasi
KO	8	106,9888	6,71277
KP1	8	108,4875	9,10406
KP2	8	120,3150	6,74970
KP3	8	99,8975	6,57323

Hasil uji F dinyatakan memiliki perbedaan karena signifikansi lebih kecil dari 0,05 dan kemudian dapat dilakukan uji *Least Significance Difference* (LSD) untuk mengetahui signifikansi perbedaan antar kelompok. Pada uji LSD didapatkan hasil perbedaan yang signifikan maupun tidak signifikan dan perbedaan dinyatakan signifikan apabila bertanda \* (Tabel 3).

**Tabel 3.** Uji LSD kekuatan transversa (MPa) pada kelompok KO, KP1, KP2 dan KP3.

	KO	KP1	KP2	KP3
<b>KO</b>			*	
<b>KP1</b>			*	*
<b>KP2</b>	*	*		*
<b>KP3</b>		*	*	



**Gambar 1.** Perbandingan rerata kekuatan transversa antara kelompok kontrol dan kelompok perlakuan.

Dari Gambar 1, dapat disimpulkan bahwa kelompok perlakuan II memiliki rerata yang paling besar ( $\bar{x} = 120,3150$ ) dibandingkan dengan rerata kelompok-kelompok lainnya. Perlakuan III menunjukkan penurunan rerata kekuatan transversa dibandingkan dengan rerata perlakuan II.

## PEMBAHASAN

Pada hasil penelitian yang telah dilakukan terdapat perbedaan yang signifikan antara kelompok kontrol dengan kelompok perlakuan II ( $p = 0,001$ ), serta kelompok perlakuan II dengan kelompok perlakuan I ( $p = 0,003$ ) dan III ( $p = 0,000$ ). Sedangkan antara kelompok kontrol dengan kelompok perlakuan I ( $p = 0,687$ ) dan kelompok kontrol dengan kelompok perlakuan III ( $p = 0,064$ ) tidak terdapat perbedaan yang signifikan (perbedaan dikatakan signifikan apabila  $p < 0,05$ ). Hasil penelitian menunjukkan adanya peningkatan rerata kekuatan transversa pada kelompok perlakuan I ( $\bar{x} = 108,4875$ ) dan II ( $\bar{x} = 120,3150$ ) dibandingkan dengan kelompok kontrol ( $\bar{x} = 106,9888$ ), namun terjadi penurunan rerata kekuatan transversa yang signifikan pada perlakuan III ( $\bar{x} = 99,8975$ ) dibandingkan dengan kelompok perlakuan II. Hal ini selaras dengan teori yang dikemukakan oleh Lončar dkk<sup>14</sup> bahwa peningkatan penambahan serat tidak selalu menghasilkan sifat mekanis yang bertambah baik, terutama pada kekuatan transversanya. Oleh karena itu, ada kemungkinan bahwa penambahan serat UHMWPE lebih dari 6% dapat mengurangi kekuatan transversa plat resin akrilik tersebut. Menurut pendapat dari Vallittu dkk<sup>15</sup>, selain oleh karena pengaruh konsentrasi, ada kemungkinan bahwa potongan serat tidak sepenuhnya berikatan dengan molekul resin akrilik karena kemampuan pembasahan dari monomer akrilik yang tidak seragam pada seluruh permukaan serat. Kedua, adanya kemungkinan kontraksi polimer PMMA yang merusak struktur homogen dari lapisan polimer di permukaan serat sehingga melemahkan ikatan kimiawi antara resin akrilik dan serat. Hal ini dapat mengurangi kekuatan transversa yang dapat diterima oleh plat resin akrilik.

Pada kelompok perlakuan I (3%) didapatkan hasil analisa statistik yang menunjukkan perbedaan yang tidak signifikan terhadap kelompok kontrol. Hal ini mungkin terjadi karena konsentrasi serat di dalam matriks resin akrilik lebih sedikit dari jumlah monomer akrilik yang tersedia. Sesuai dengan pendapat Lončar dkk<sup>16</sup>, bahwa reaksi ikatan kimiawi antara permukaan serat dengan matriks resin akrilik dapat mengalami penghambatan untuk mencapai tahap terminasi akibat dari kelebihan monomer. Hal ini menyebabkan ikatan kimiawi yang dihasilkan kurang erat dan berdampak pada pengurangan kemampuan pendistribusian beban

di dalam matriks resin akrilik dan kemudian berdampak pada kekuatan transversanya.

Dalam penelitian ini, kelompok perlakuan II (6%) menunjukkan hasil rerata kekuatan transversa yang paling tinggi di antara kelompok-kelompok lainnya dan memiliki perbedaan yang signifikan terhadap kelompok kontrol. Hal ini dimungkinkan karena jumlah konsentrasi serat yang paling ideal telah tercapai dibandingkan dengan kelompok-kelompok perlakuan lainnya. Menurut Lončar dkk<sup>14</sup>, apabila monomer resin akrilik yang tersedia telah habis terpakai untuk reaksi ikatan kimiawi antara polimer resin akrilik dengan keseluruhan konsentrasi serat yang ada, maka akan dihasilkan ikatan kimiawi yang sempurna. Ikatan kimiawi yang sempurna akan menyebabkan beban didistribusikan merata dan secara simultan meningkatkan kekuatan transversa dan kekuatan impaknya. Hal ini didukung pula dengan hasil analisis data, bahwa terdapat penurunan kekuatan transversa yang signifikan pada kelompok perlakuan III (9%) dibandingkan dengan kelompok perlakuan II, sehingga ada konsentrasi puncak yang telah terlampaui di antara konsentrasi 6% dan 9%.

Kelompok III menunjukkan perbedaan yang tidak signifikan terhadap kelompok kontrol. Hal ini mungkin terjadi karena kekurangan jumlah cairan yang digunakan dalam reaksi ikatan kimiawi antara permukaan serat dan matriks polimer akrilik akibat jumlah konsentrasi serat yang lebih besar daripada polimer akrilik. Menurut Lončar dkk<sup>14</sup>, kekurangan cairan dapat menyebabkan perlekatan yang kurang sempurna secara kimiawi dan menimbulkan mikroporositas pada permukaan serat. Anusavice menjelaskan bahwa mikroporositas mengandung oksigen dan dapat menghambat polimerisasi resin akrilik<sup>1</sup>. Penghambatan polimerisasi resin akrilik dapat menyebabkan ikatan kimiawi tidak sempurna. Menurut Lončar dkk<sup>16</sup>, ikatan yang kurang sempurna tersebut menjadi area peningkatan penetrasi molekul air dan kemudian berdampak pada penurunan kekuatan transversa.

Penetrasi molekul air terjadi pada kelompok perlakuan III saat perendaman sebelum pengujian batang sampel. Pada resin akrilik normalnya penetrasi molekul air adalah sebesar 2%<sup>1</sup>. Penetrasi molekul air tersebut terjadi karena difusi dan polaritas yang muncul dari ikatan tidak jenuh serta ketidakseimbangan kekuatan intermolekuler resin akrilik<sup>14</sup>. Molekul air tersebut kemudian berperan sebagai *plasticizer* yang memungkinkan resin akrilik lebih plastis, namun mengurangi secara umum sifat-sifat mekanis resin akrilik, termasuk kekuatan transversanya<sup>1</sup>.

Pada penelitian ini digunakan rasio cairan terhadap bubuk resin akrilik yang lebih tinggi daripada aturan pabrik, yaitu 12 ml : 24 gr<sup>13</sup>. Hal tersebut dimaksudkan untuk memudahkan proses manipulasi bahan karena penambahan serat memerlukan tambahan cairan untuk mencapai konsistensi yang sama dengan adonan resin akrilik yang tidak diberi tambahan serat. Keuntungan lainnya adalah bahwa kelebihan cairan resin akrilik dapat membasahi (*pre-impregnation*) permukaan potongan serat secara adekuat sehingga dapat meningkatkan perlekatan secara kimiawi antara resin akrilik dan serat<sup>13</sup>.

Pada penelitian ini juga ditemukan bahwa resin akrilik yang ditambahkan serat dengan konsentrasi 6% dan 9% mengalami pemudaran warna yang dapat terlihat secara kasat mata. Hal ini mungkin disebabkan karena warna serat UHMWPE yang putih translusens, sehingga pada konsentrasi tinggi warna tersebut tampak dan menyebabkan warna merah muda dari resin akrilik memudar.

Pada penelitian ini dapat disimpulkan bahwa ada peningkatan yang signifikan terhadap kekuatan transversa resin akrilik dengan penambahan UHMWPE sebesar 6%, namun kurang signifikan terhadap penambahan serat UHMWPE sebesar 3% dan 9%.

## DAFTAR PUSTAKA

1. Anusavice, KJ 2003. *Phillips science of dental materials*. 11<sup>th</sup> ed. Philadelphia: WB Saunders Co. p. 246–9, 721–48.
2. Narva, KK, Lassila, LV & Vallittu, PK. 'The static strength and modulus of fiber reinforced denture base polymer'. *Dent Material* 2005;21:421–8.
3. El-Sheikh, AM & Al-Zahrani, SB. 'Causes of denture fracture: A survey'. *Saudi Dent J* 2006;18(3):149–54.
4. Kostoulas, I, Kavoura, VT, Frangou, MJ & Polyzois GL. 'Fracture force, deflection, and toughness of acrylic denture repairs involving glass fiber reinforcement'. *J Prosthodont* 2008;17:257–61.
5. Vojdani, M & Khaledi, AAR. 'Transverse strength of reinforced denture base resin with metal wire and E-glass fiber'. *J Dent Tehran Univ Med Sci* 2006;3(4):167–72.
6. Bashi, TK & Al-Nema, LM. 'Evaluation of some mechanical properties of reinforced acrylic resin denture base material (An in-vitro study)'. *Al-Rafidain Dent J* 2009;9(1):57–65.
7. Phoenix, RD, Cagna, DR & De Freest, CF 2003. *Stewart's clinical removable partial prosthodontics*. 3<sup>rd</sup> ed. Hanover Park: Quintessence Publishing Co, Inc. p. 96.
8. Hirajima, Y, Takahashi, H & Minakuchi, S. 'Influence of a denture strengthener on the deformation of a maxillary complete denture'. *Dent Mater* 2009;28(4):507–12.
9. McCabe, JF 1990. *Applied dental materials*. 7<sup>th</sup> ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications. p. 87–96.
10. Khasawneh, SF & Arab, JM. 'A clinical study of complete denture fractures at four military hospitals in Jordan'. *Jordanian Royal Med Serv* 2003;10(2):27–31.
11. Intan Nirwana. 'Kekuatan transversa resin akrilik hybrid setelah penambahan glass fiber dengan metode berbeda'. *Maj Ked Gigi (Dent J)* 2005;38(1):16–9.
12. McKelvogue, B 2010. 'Improvements to UHMWPE: A scientific review'. *J Undergrad Research*. Mankato: Minnesota State University.
13. Lee, SI, Kim, CW & Kim, YS. 'Effects of chopped glass fiber on the strength of heat-cured PMMA resin'. *J Korean Acad Prosthodont* 2001;39(6):589–98.
14. Lončar, A, Vojvodić, D, Jerolimov, V, Komar, D & Žabarović, D. 'Fibre reinforced polymers part II: Effect on mechanical properties'. *Acta Stomatol Croat* 2008;42(1):49–63.
15. Vallittu, PK, Lassila, VP & Lappalainen, R. 'Transverse strength and fatigue of denture acrylic-glass fiber composite'. *Dent Mater* 1994;10(2):116–21.
16. Lončar, A, Vojvodić, D & Komar, D. 'Fibre reinforced polymers part I: Basics and construction problems'. *Acta Stomatol Croat* 2006;40:72–82.